

日 本 国 特 許 庁 PCT/JP 2004/008348
JAPAN PATENT OFFICE

17. 6. 2004

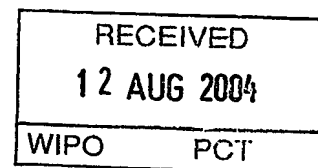
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 3 年 6 月 1 9 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 3 - 1 7 5 2 4 8
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 1 7 5 2 4 8]

出 願 人
Applicant(s): アークレイ株式会社

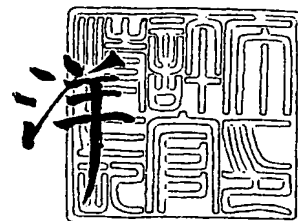


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年 7 月 2 9 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特 2 0 0 4 - 3 0 6 6 8 9 9

【書類名】 特許願

【整理番号】 P15-171619

【提出日】 平成15年 6月19日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 27/28
G01N 27/327

【発明の名称】 絶縁膜に開口部を設けた分析用具

【請求項の数】 5

【発明者】

【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7 アークレイ株式会社内

【氏名】 小林 大造

【特許出願人】

【識別番号】 000141897

【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町 5 7

【氏名又は名称】 アークレイ株式会社

【代理人】

【識別番号】 100086380

【弁理士】

【氏名又は名称】 吉田 稔

【連絡先】 0 6 - 6 7 6 4 - 6 6 6 4

【選任した代理人】

【識別番号】 100103078

【弁理士】

【氏名又は名称】 田中 達也

【選任した代理人】

【識別番号】 100117167

【弁理士】

【氏名又は名称】 塩谷 隆嗣

【選任した代理人】

【識別番号】 100117178

【弁理士】

【氏名又は名称】 古澤 寛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 024198

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0103432

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 絶縁膜に開口部を設けた分析用具

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 基板と、この基板に設けられた第 1 および第 2 電極と、開口部を有し、かつ上記第 1 および第 2 電極の一部を、上記開口部を介して露出させた状態で上記第 1 および第 2 電極を覆う絶縁膜と、試料を移動させるための流路と、この流路の内部に收容された試薬部と、を備えた分析用具であって、

上記開口部は、上記試薬部を保持した第 1 開口部と、この第 1 開口部に対して、上記試料液が移動する移動方向の下流側に位置する第 2 開口部と、を有することとを特徴とする、絶縁膜に開口部を設けた分析用具。

【請求項 2】 上記第 2 開口部は、上記第 1 開口部に繋がり、かつ上記絶縁膜を貫通しており、

上記絶縁膜は、上記試薬部を形成するための領域における上記移動方向の下流側の縁を規定する規制縁を有している、請求項 1 に記載の絶縁膜に開口部を設けた分析用具。

【請求項 3】 上記規制縁は、上記移動方向と直交する方向に延びる直線状または上記移動方向の下流側に窪んだ曲線状とされている、請求項 2 に記載の絶縁膜に開口部を設けた分析用具。

【請求項 4】 上記絶縁膜は、アイランド状に存在し、かつ上記規制縁を有するアイランド部を有している、請求項 2 または 3 に記載の絶縁膜に開口部を設けた分析用具。

【請求項 5】 上記絶縁膜は、半島状に存在し、かつ上記規制縁を有する半島部を有している、請求項 2 または 3 に記載の絶縁膜に開口部を設けた分析用具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、試料（たとえば血液や尿などの生化学的試料）における特定成分（たとえばグルコース、コレステロールあるいは乳酸）を分析する際に使用される

分析用具に関する。

【0002】

【従来の技術】

血液中のグルコース濃度を測定する場合、簡易な手法として、使い捨てとして構成されたグルコースセンサを利用する方法が採用されている（たとえば特許文献1参照）。グルコースセンサとしては、たとえば本願の図9および図10に示したグルコースセンサ9のように、血糖値の演算に必要な応答電流値を、作用極90および対極91を利用して測定できるように構成されたものがある。このグルコースセンサ9は、キャピラリ92において生じる毛細管力により血液を移動させ、血液と試薬とを反応させたときの電子授受を応答電流値として測定できるように構成されたものである。試薬は、図10および図11に示したように絶縁膜93の開口部94において試薬部95として基板96に保持されている。試薬部95は、血液が導入されたときに血液B中に試薬が分散するように、溶解性の高いものとして形成されている。キャピラリ92は、図9および図10に示したように基板96上に、スリット97aが形成されたスペーサ97を介して、カバー98を積層することにより形成されている。

【0003】

【特許文献1】

特公平8-10208号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

キャピラリ92における血液の移動速度（血液に作用する吸引力）は、カバー98の表面の濡れ性や試薬部95の溶解性に依存する。カバー98の濡れ性や試薬部95の溶解性は、通常、経時的あるいは温度依存的に低下する。その一方、図10に良く表れているように基板96の表面においては、絶縁膜93に開口部94が形成されていることよって、段差99が生じる。そのため、図12（a）および（b）に示したように、キャピラリ92に導入された血液Bは、キャピラリ92を移動する過程において段差99において停止することがある。このような現象は、キャピラリ92における吸引力の低下、すなわちカバー98の濡れ性

や試薬部 95 の溶解性の低下に伴って生じやすくなる。

【0005】

段差 99 において移動が停止した血液 B は、その状態のまま進行を停止することもあるが、徐々に血液 B が移動し、あるいは血液 B が突然大きく移動してしまうことがある。血液 B の再移動現象が生じた場合、作用極 90 や対局の周りに存在する電子伝達物質の量（濃度）が急激に変わるため、その場合には、図 13 に仮想線で示したように、測定される応答電流値が突然に大きくなってしまう。また、血液 B の再移動現象は、血糖値を測定する度に生じるわけではなく、血液 B の移動現象が生じるタイミングもグルコースセンサ 9 毎に一樣でない。したがって、血液 B の再移動現象が生じ得るグルコースセンサ 9 では、応答電流値の測定再現性、ひいては演算される血糖値の再現性が悪くなってしまう。

【0006】

本発明は、このような事情のもとに考え出されたものであって、試料を移動させるための流路を備えた分析用具において、長期間にわたって試料を安定して供給できるようにし、試料分析の再現性を向上させることを課題としている。

【0007】

【発明の開示】

本発明では、上記した課題を解決するために次の技術的手段を講じている。すなわち、本発明において提供される分析用具は、基板と、この基板に設けられた第 1 および第 2 電極と、開口部を有し、かつ上記第 1 および第 2 電極の一部を、上記開口部を介して露出させた状態で上記第 1 および第 2 電極を覆う絶縁膜と、試料を移動させるための流路と、この流路の内部に収容された試薬部と、を備えた分析用具であって、上記開口部は、上記試薬部を保持した第 1 開口部と、この第 1 開口部に対して、上記試料液が移動する移動方向の下流側に位置する第 2 開口部と、を有することを特徴としている。

【0008】

第 2 開口部は、たとえば第 1 開口部に繋がり、かつ絶縁膜を貫通するものとして形成される。この場合、絶縁膜は、試薬部を形成するための領域における移動方向の下流側の縁を規定する規制縁を有するものとして形成される。もちろん、

第2開口部は、第1開口部と離間して設けてもよい。この場合、第1開口部と第2開口部との最短距離は、たとえば $0.1\mu\text{m}$ ~ 1mm に設定するのが好ましい。

【0009】

規制縁は、たとえば直交方向に延びる直線状または移動方向の下流側に窪んだ曲線状とされる。規制縁における直交方向の寸法は、第1開口部における直交方向の寸法に対して、60~95%に設定するのが好ましい。

【0010】

絶縁膜は、アイランド状に存在し、かつ規制縁を有するアイランド部を有し、あるいは半島状に存在し、かつ規制縁を有する半島部を有するものとして形成することができる。

【0011】

第2開口部は、たとえば少なくとも一部が、第1開口部に対して、直交方向にオフセットした部分を有するものとして形成される。

【0012】

流路は、たとえば基板上に、スペーサを介してカバーを積層することにより形成される。この場合、スペーサとしては、たとえば直交方向に間隔を隔てて互いに対向する一对の対向面を有し、かつ一对の対向面の間隔が、第1開口部における直交方向の寸法よりも大きくされたものが使用される。流路においては、絶縁膜の一部が第1開口部に対して直交方向に隣接して露出し、この露出部分に絶縁膜を貫通した1以上の追加の開口部が設けられる。

【0013】

1以上の追加の開口部が一对の追加の開口部である場合においては、一对の追加の開口部は、これらの間に第1開口部を位置させた状態で形成するのが好ましい。

【0014】

流路は、毛細管力により試料を移動させるように構成するのが好ましい。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好ましい実施の形態について、図面を参照しつつ具体的に説明する。

【0016】

図1および図3に示したグルコースセンサXは、使い捨てとして構成されたものであり、濃度測定装置（図示略）に装着して血糖値を測定するために使用するものである。このグルコースセンサXは、長矩形状の基板1に対して、スペーサ2を介してカバー3を積層した形態を有している。グルコースセンサXにおいては、各要素1～3により、基板1の長手方向に延びるキャピラリ4が規定されている。キャピラリ4は、導入口40から導入された血液を、毛細管現象を利用して基板1の長手方向（図中のN1方向）に移動させ、導入された血液を保持するためのものである。

【0017】

スペーサ2は、基板1の上面10からカバー3の下面30までの距離、すなわちキャピラリ4の高さ寸法を規定するためのものであり、たとえば両面テープにより構成されている。このスペーサ2には、先端部が開放したスリット20が形成されている。スリット20は、キャピラリ4の幅寸法を規定するためのものであり、スリット20における先端の開放部分は、キャピラリ4の内部に血液を導入するための導入口40を構成している。スリット20は、基板1の短手方向（N3，N4）に間隔を隔てて対面した一对の対向面20aを有している。

【0018】

カバー3には、貫通孔31が形成されている。貫通孔31は、キャピラリ4の内部の気体を外部に排気するためのものである。カバー3は、キャピラリ4を臨む面の親水性が高いものとなっている。このようなカバー3は、たとえばカバー3の全体をビニロンや高結晶化PVAなどの濡れ性の高い材料により形成し、あるいはキャピラリ4を臨む面に親水処理を施すことにより形成されている。親水処理は、たとえば紫外線を照射することにより、あるいはレシチンなどの界面活性剤を塗布することにより行われる。

【0019】

図2および図3によく表れているように、基板1は、たとえばPETなどの絶

縁樹脂材料により形成されており、その上面 10 に、作用極 11、対極 12、絶縁膜 13、および試薬部 14 が形成されたものである。作用極 11 および対極 12 は、全体として基板 1 の長手方向（図中の N1, N2 方向）に延びているとともに、端部 11a, 12a が基板 1 の短手方向（図中の N3, N4 方向）に延びている。一方、作用極 11 および対極 12 の端部 11b, 12b は、濃度測定装置（図示略）に設けられた端子に接触させるための端子部を構成している。作用極 11 および対極 12 は、たとえば導電性カーボンインクを用いたスクリーン印刷により形成することができる。

【0020】

絶縁膜 13 は、基板 1 の表面や作用極 11 および対極 12 に比べて疎水性が高く、その表面での接触角が、たとえば 100～120 度となるように形成されている。このような絶縁膜 13 は、たとえば撥水性の高い材料を含んだインクを塗布した後に乾燥させることにより、あるいは撥水剤を含む紫外線硬化樹脂を硬化させることにより形成することができる。図 2 および図 4 に良く表れているように、絶縁膜 13 は、作用極 11 および対極 12 の端部 11a, 12a, 11b, 12b が露出するようにして作用極 11 および対極 12 の大部分を覆っている。この絶縁膜 13 は、第 1 開口部 15a、一对の第 2 開口部 15b および一对の第 3 開口部 15c を有している。

【0021】

第 1 開口部 15a は、試薬部 14 を形成するための領域を規定するものであり、基板 1 の長手方向（図中の N1, N2 方向）に延びる矩形状に形成されている。この第 1 開口部 15a は、作用極 11 および対極 12 の端部 11b, 12b を露出させており、その幅寸法 W1 は、スペーサ 2 におけるスリット 20 の対向面 20a の間隔 W2 に比べて小さくされている。

【0022】

一对の第 2 開口部 15b は、その間にストッパ部 16 を介在させた状態で存在するとともに、第 1 開口部 15a に繋がっている。これらの第 2 開口部 15b は、第 1 開口部 15a に対して、基板 1 の短手方向（図中の N3, N4 方向）にオフセットした部分を有している。ストッパ部 16 の縁 16a は、カバー 3 の貫通

孔 31 の縁 31a よりも導入口 40 側に位置している。ストッパ部 16 の縁 16a の寸法は、たとえば第 1 開口部 15a における短手方向（図中の N3, N4 方向）の寸法の 60～95% に長さに設定される。

【0023】

第 3 開口部 15c は、第 1 開口部 15a に対して短手方向（図中の N3, N4 方向）に隣接した部位において、基板 1 の長手方向（図中の N1, N2 方向）に延びるスリット状に形成されている。この第 3 開口部 15c は、作用極 11、対極 12 および基板 1 の一部を露出させている。したがって、第 3 開口部 15c の内部には、絶縁膜 13 よりも親水性の高い領域が規定されている。図示した例では、一对の第 3 開口部 15c は、双方ともにキャピラリ 4 の内部を臨んでいる。

【0024】

試薬部 14 は、絶縁膜 13 の第 1 開口部 15a において、作用極 11 および対極 12 の端部 11a, 12a どうしを橋渡すようにして設けられており、たとえば電子伝達物質および相対的に少量の酸化還元酵素を含んでいる。この試薬部 14 は、血液に対して容易に溶解する多孔質の固体状に形成されている。したがって、キャピラリ 4 に血液を導入した場合には、試薬部 14 の作用によって基板 1 の表面に沿って血液が移動しやすく、またキャピラリ 4 の内部には、電子伝達物質、酸化還元酵素およびグルコースを含む液相反応系が構築される。

【0025】

酸化還元酵素としては、たとえば GOD や GDH を用いることができ、典型的には PQQGDH が使用される。電子伝達物質としては、たとえばルテニウム錯体や鉄錯体を使用することができ、典型的には $[\text{Ru}(\text{NH}_3)_6]\text{Cl}_3$ や $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$ を使用することができる。

【0026】

試薬部 14 は、たとえば電子伝達物質および酸化還元酵素を含んだ材料液を第 1 開口部 15a に分注した後、材料液を乾燥させることにより形成することができる。第 1 開口部 15a に材料液を分注した場合には、第 1 開口部 15a における基板 1 の短手方向（図中の N3, N4 方向）の両縁およびストッパ部 16 の縁 16a において、材料液が広がってしまうことが抑制される。したがって、第 1

開口部 15 a に対しては、選択的に材料液を分注することができるため、第 1 開口部 15 a に対して選択的に試薬部 14 を形成することができる。

【0027】

グルコースセンサ X では、このグルコースセンサ X を濃度測定装置 (図示略) に装着した上で、グルコースセンサ X の導入口 40 を介してキャピラリ 4 に血液を供給することにより、濃度測定装置 (図示略) において血糖値の測定を自動的に行うことができる。

【0028】

濃度測定装置 (図示略) に対してグルコースセンサ X を装着した場合、グルコースセンサ X の作用極 11 および対極 12 が濃度測定装置の端子 (図示略) に接触する。一方、キャピラリ 4 に血液を供給した場合、キャピラリ 4 において生じる毛細管現象により、血液が導入口 40 から貫通孔 31 に向けて進行する。血液の進行過程においては、血液により試薬部 14 が溶解させられ、キャピラリ 4 の内部に液相反応系が構築される。この液相反応系に対しては、作用極 11 および対極 12 を利用して電圧を印加し、あるいは電圧印加時の応答電流値を測定することができる。

【0029】

液相反応系においては、たとえば酸化還元酵素が血液中のグルコースと特異的に反応してグルコースから電子が取り出され、その電子が電子伝達物質に供給されて電子伝達物質が還元型とされる。液相反応系に対して作用極 11 および対極 12 を利用して電圧を印加した場合、還元型とされた電子伝達物質から作用極 11 に電子が供給される。したがって、濃度測定装置においては、たとえば作用極 11 に対する電子供給量を、応答電流値として測定することができる。濃度測定装置 (図示略) では、キャピラリ 4 に対する血液の供給から一定時間が経過したときに測定される応答電流値に基づいて、血糖値が演算される。

【0030】

グルコースセンサ X では、絶縁膜 13 の第 1 開口部 15 a と第 2 開口部 15 b とが繋がっている。そのため、キャピラリ 4 内における基板 1 の表面では、絶縁膜 13 によって覆われていない部分、すなわち絶縁膜 13 に比べて親水性の高い

D
領域が血液の進行方向に形成されている。したがって、グルコースセンサXでは、上記した親水性の高い領域において積極的に血液が進行することができるため、第1開口部15aから第2開口部15bに積極的に血液を進行させることができる。しかも、第2開口部15bの幅寸法は、第1開口部15aと第2開口部15bとの間の連絡部分の寸法よりも大きくなっているため、第1開口部15aから第2開口部15bに対してより積極的に血液が移動するように構成されている。さらに、絶縁膜13には、長手方向に延びる一对の第3開口部15cが設けられて、第3開口部15cがキャピラリ4の内部に配置されている。そのため、キャピラリ4においては、第1開口部15aのサイドに親水性の高い領域が形成されており、第1開口部15aのサイドにおいて血液の移動が停止し、あるいは血液の移動の停止後に再移動してしまう可能性が低減されている。これらの結果、第1開口部15aの縁、すなわちストッパ部16の縁16aにおいて血液の進行が停止し、また血液が再移動することが抑制される。そのため、作用極11の端部11aの周りに存在する電子伝達物質の量（濃度）が急激に変化する可能性も低減し、測定される応答電流値が本来得られるべき値により近いものとなる。したがって、グルコースセンサXでは、応答電流値の測定再現性、ひいては演算される血糖値の再現性を良好なものとすることができる。このような効果は、カバー3の濡れ性（親水性）や試薬部14の溶解性が経時的あるいは温度依存的に低下してキャピラリ4での吸引力が低下した場合において得ることができる。

【0031】

本発明は、上述した実施の形態には限定されず種々に設計変更可能である。たとえば、図5（a）に示したように、ストッパ部16Bが絶縁膜13から分離した状態であってもよい。また、ストッパ部は、それが絶縁膜から分離したものである場合においては、その形態は矩形に限らず、図5（b）および（c）に示したストッパ部16C、16Dのように三角形や半円などであってもよく、もちろん、その他の形状であってもよい。ただし、ストッパ部は、試薬部を形成する際に材料液が第2開口部に流れ込むのを適切に抑制できるような形態にする必要があるため、その縁の形態を上述した直線の他に、図5（d）に示したストッパ部16Eの縁16Eaのように、矢印N1方向に凹んだ曲線とすることもできる。この

ような曲線の縁は、ストッパ部が絶縁膜から分離した構成に対しても適用することができる。

【0032】

また、第2開口部は、図6(a)～(d)に示したような形態であってもよい。図6(a)および図6(b)には単一の第2開口部15Fb, 15Gbが形成された例を、図6(c)には第2開口部15Hbが第1開口部15aに対して矢印N3, N4方向にオフセットしていない例を、図6(d)には第2開口部15Ibが細幅な部分を有する例を示した。もちろん、第2開口部は、図6(a)～(d)に示した形態以外にも設計変更可能である。

【0033】

さらに、第1開口部は選択的事項であり、省略することができ、また本発明は血液中のグルコース濃度を測定するように構成されたグルコースセンサに限らず、他の分析用具、たとえば血液中のグルコース以外の成分を測定し、あるいは血液以外の試料を用いた分析を行うように構成された分析用具に対しても適用することができる。

【0034】

【実施例】

以下においては、本発明に係るグルコースセンサが、応答電流値の測定において、再現性が改善され、精度良くグルコース濃度を測定できることについて実証する。

【0035】

実施例1

本実施例においては、グルコースセンサとして、図1ないし図4に示したグルコースセンサXにおいて、図6(c)に示した第2開口部15Hbを採用し、第3開口部15cを省略した構成のものをを用いた。本実施例において用いたグルコースセンサに関するその他の条件については、下記に説明する通りである。

【0036】

基板は、PET(商品名「E-22」;東レ(株)製)により形成した。作用極および対極は、カーボンインクを用いたスクリーン印刷により厚さが10 μ m

となるように形成した。絶縁膜は、撥水性の高いレジストインクを用いたスクリーン印刷により厚さが $20\ \mu\text{m}$ 、接触角が 105 度となるように形成した。絶縁膜の第 1 開口部は、長さ寸法 $L1$ を mm 、幅寸法 $W1$ を $1.7\ \text{mm}$ に形成した。実施例 1 で用いたグルコースセンサのストッパ部は、幅寸法 $W3$ を $0.6\ \text{mm}$ に形成した。試薬部は、電子伝達物質としての、 $[\text{Ru}(\text{NH}_3)_6]\text{Cl}_3$ (同仁化学研究所製「LM722」) および酸化還元酵素としての PQQGDH (商品名「PQQ-GDH」; 東洋紡 (株) 製) を含むものとして形成した。電子伝達物質および酸化還元酵素は、流路が血液で満たされて溶解したときに、その濃度が、それぞれ $4\ \text{vol}\%$ および $3\ \text{U}$ となるように含有させた。スペーサとしては、両面テープ (商品名「550PS5」; 積水化学工業 (株) 製) を用いた。カバーは、ビニロン (商品名「ビニロンシート VF-LH」; 東セロ (株) 製) により形成した。流路は、幅寸法 (図 1 の $W2$) が $1.8\ \text{mm}$ 、長さ寸法 (図 3 の $L2$) が $3.2\ \text{mm}$ 、高さ寸法 (図 3 の $H2$) が $45\ \mu\text{m}$ となるように形成した。

【0037】

本実施例では、応答電流値のタイムコースに基づいて再現性を評価した。応答電流値のタイムコースは、グルコース濃度が $400\ \text{mg/dL}$ であり、かつ Hct 値が 42% である全血を用いて 10 回測定した。作用極と対極との間への電圧印加は、印加電圧値を $200\ \text{mV}$ として血液の供給開始から 5 秒後に開始し、応答電流値は、電圧印加の開始から、 $100\ \text{msec}$ 毎に経時的に測定した。グルコースセンサとしては、製造直後のもの、および温度が 50°C 、相対湿度が約 2% の環境化において製造後 30 日保存したものの 2 種類を使用した。グルコースセンサの製造初期および製造してから 30 日後のグルコースセンサのタイムコースの測定結果を、図 7 (a) および図 7 (b) にそれぞれ示した。

【0038】

比較例 1

本比較例では、グルコースセンサとして第 2 および第 3 開口部がないもの (図 9 および図 11 参照) を用いた以外は実施例 1 と同様にして応答電流値のタイムコースを測定した。グルコースセンサの製造初期および製造してから 30 日後のグルコースセンサのタイムコースの測定結果を、図 8 (a) および図 8 (b) に

それぞれ示した。

【0039】

図7 (a) および図8 (a) から分かるように、製造直後のグルコースセンサでは、実施例1および比較例1のグルコースセンサともに、タイムコースに乱れは認められない。一方、図7 (b) および図8 (b) から分かるように、30日保存したグルコースセンサでは、実施例1においては応答電流値のタイムコースに乱れが認められないのに対して、比較例1のグルコースセンサでは、乱れが生じている。したがって、実施例1のグルコースセンサのように、第1開口部に連通する第2開口部を設けるとともに、この第2開口部にストッパ部を設けることにより、適切に第1開口部に試薬部を形成できるとともに、測定される応答電流値を再現性良く測定することができる。また、グルコースセンサの保存は、温度が50℃、相対湿度が約2%といった劣悪な環境下において行われており、このことから、実施例1のグルコースセンサでは長期間にわたって再現性よく応答電流値を測定できるといえる。これらのことから、実施例1のグルコースセンサでは、長期間にわたって精度良く応答電流値、ひいてはグルコース濃度を測定することができるといえる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係るグルコースセンサの全体斜視図である。

【図2】

図1に示したグルコースセンサの分解斜視図である。

【図3】

図1のIII-III線に沿う断面図である。

【図4】

図1に示したグルコースセンサの端部を、カバーを取り除いた状態で示した平面図である。

【図5】

グルコースセンサにおけるストッパ部の他の例を示す図4に相当する平面図である。

【図 6】

グルコースセンサにおける第 2 開口部の他の例を示す図 4 に相当する平面図である。

【図 7】

実施例 1 における応答電流値の測定結果を示すグラフである。

【図 8】

比較例 1 における応答電流値の測定結果を示すグラフである。

【図 9】

従来のグルコースセンサを示す全体斜視図である。

【図 10】

図 9 の X - X 線に沿う断面図である。

【図 11】

図 9 に示したグルコースセンサの端部を、カバーを取り除いた状態で示した平面図である。

【図 12】

従来のグルコースセンサの課題を説明するためのであり、(a) は図 10 に相当する断面図、(b) は図 11 に相当する断面図である。

【図 13】

従来のグルコースセンサにおいて測定される応答電流値の経時的変化の一例を示すグラフである。

【符号の説明】

X グルコースセンサ (分析用具)

1 基板

11 作用極 (第 1 電極)

12 対極 (第 2 電極)

13 絶縁膜

14 試薬部

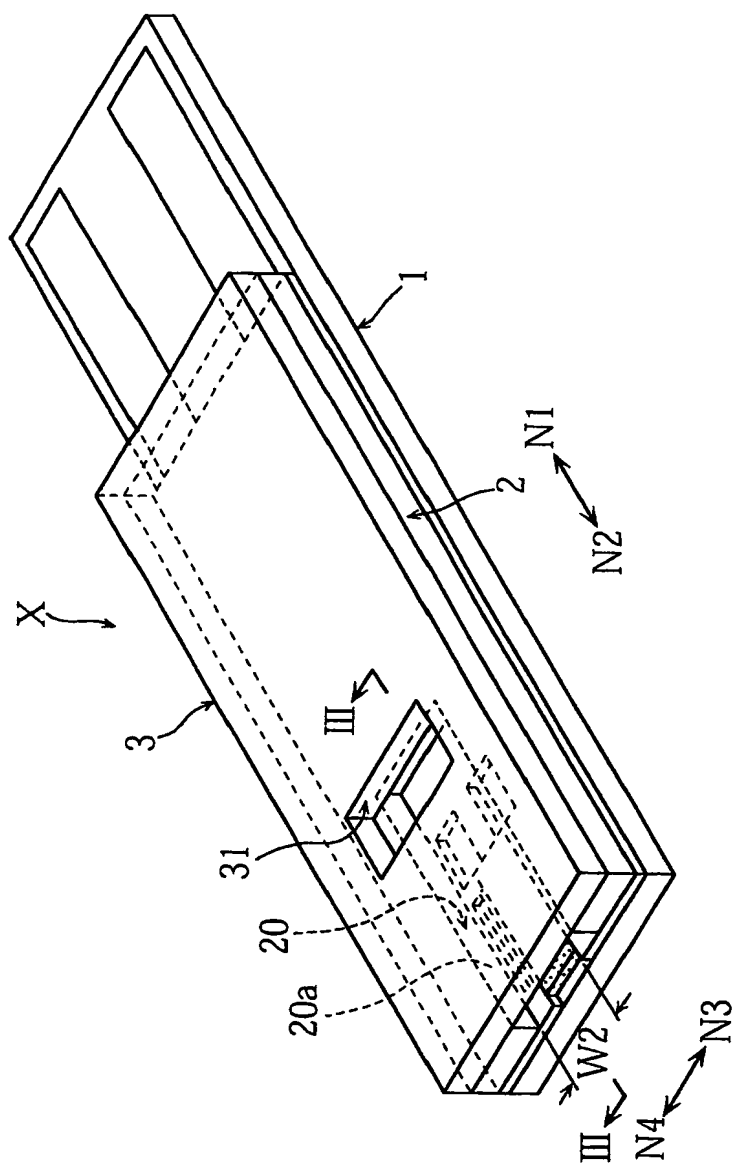
15 a 第 1 開口部

15 b 第 2 開口部

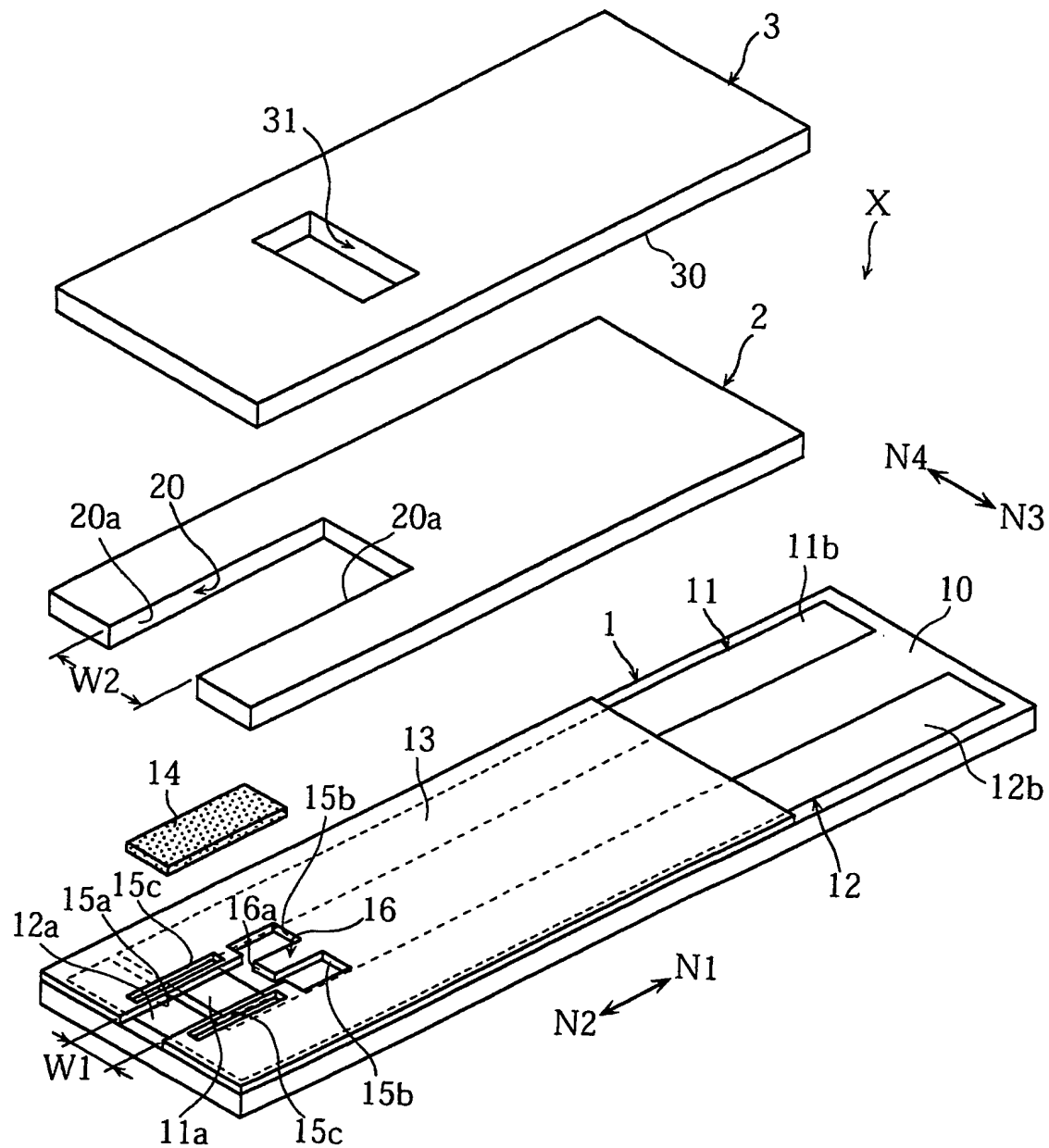
- 1 5 c 第 3 開口部 (追加の開口部)
- 1 6, 1 6 E ストッパ部 (半島部)
- 1 6 B, 1 6 C, 1 6 D ストッパ部 (アイランド部)
- 1 6 a, 1 6 E a 規制縁
- 2 スペーサ
- 2 0 a (スペーサの) 対向面
- 3 カバー
- 4 キャピラリ (流路)
- B 血液 (試料)
- N 1 (基板の) 長手方向 (移動方向)
- N 3, N 4 (基板の) 短手方向 (直交方向)

【書類名】 図面

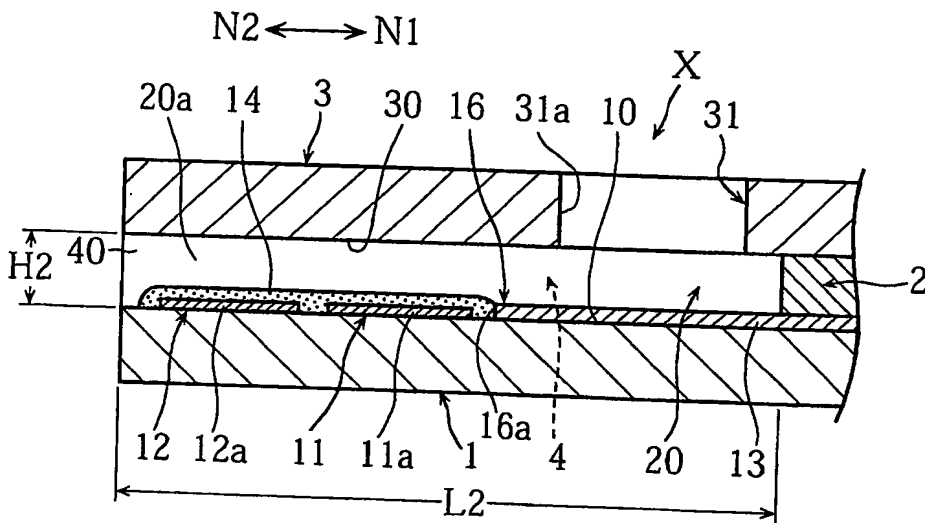
【図 1】



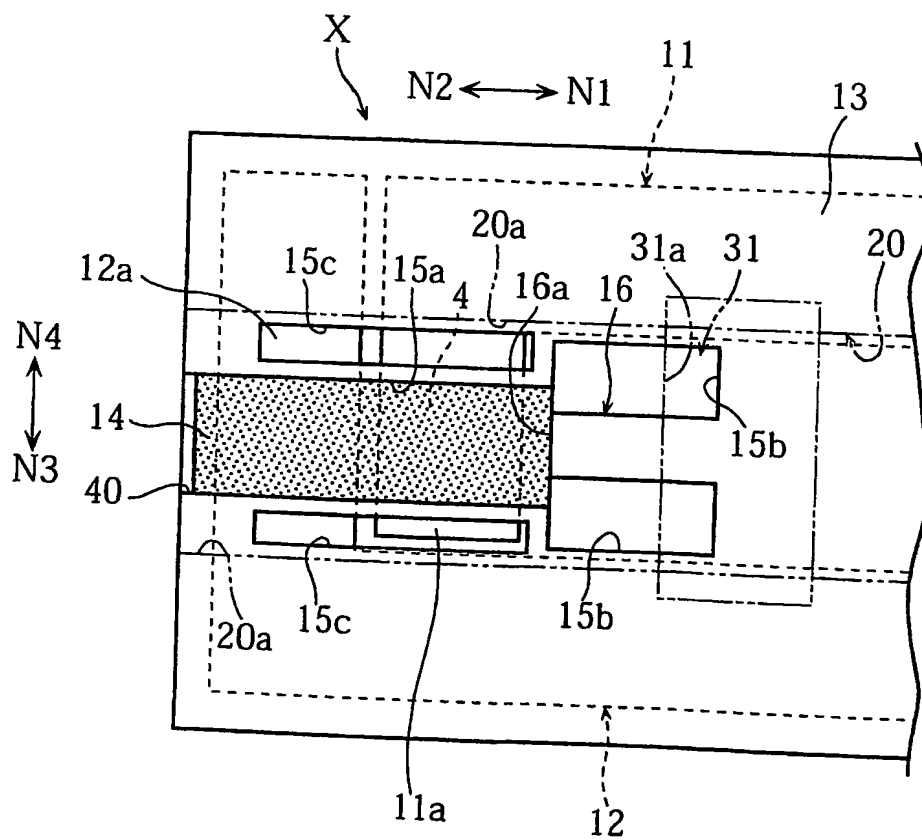
【図 2】



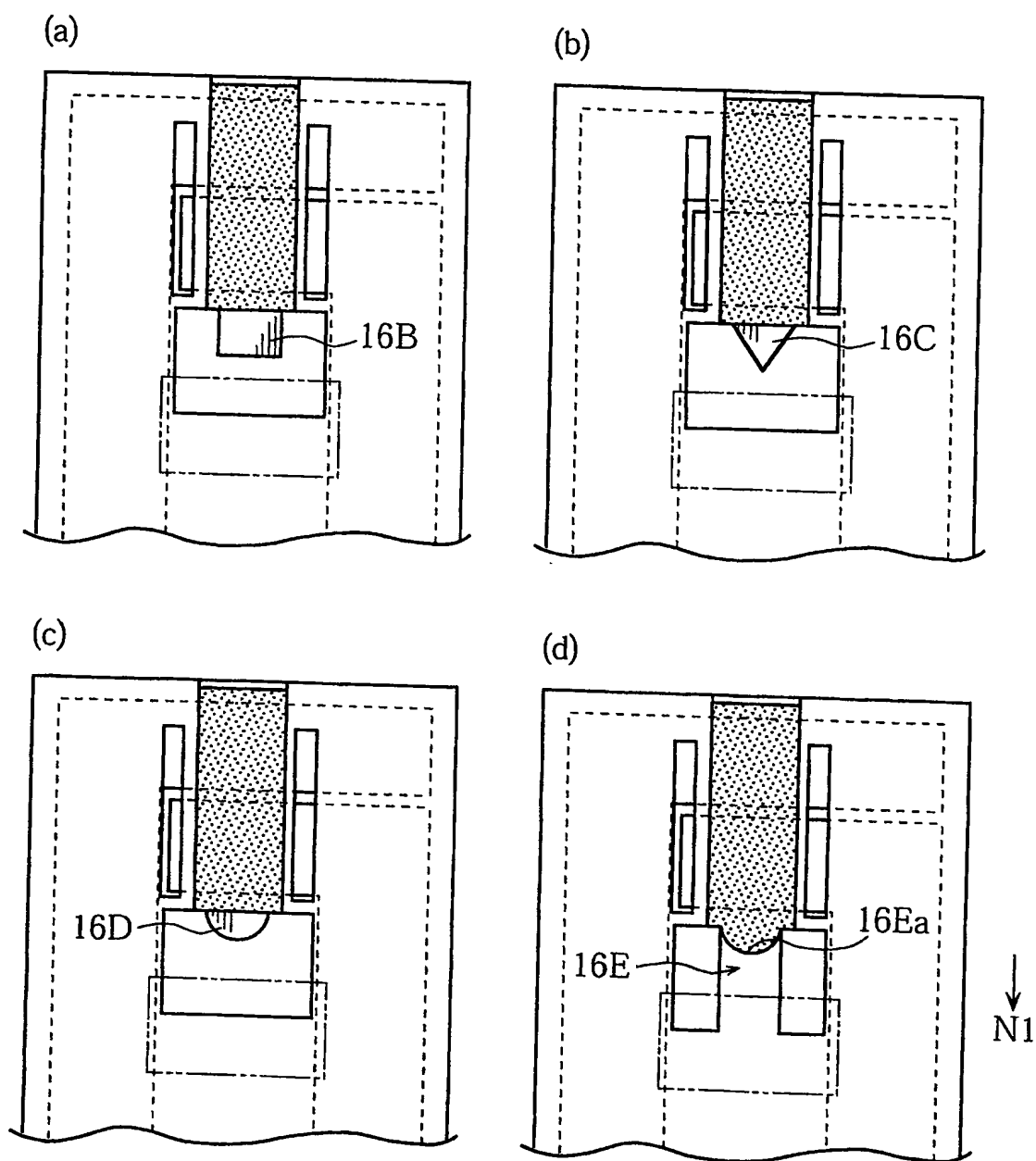
【図 3】



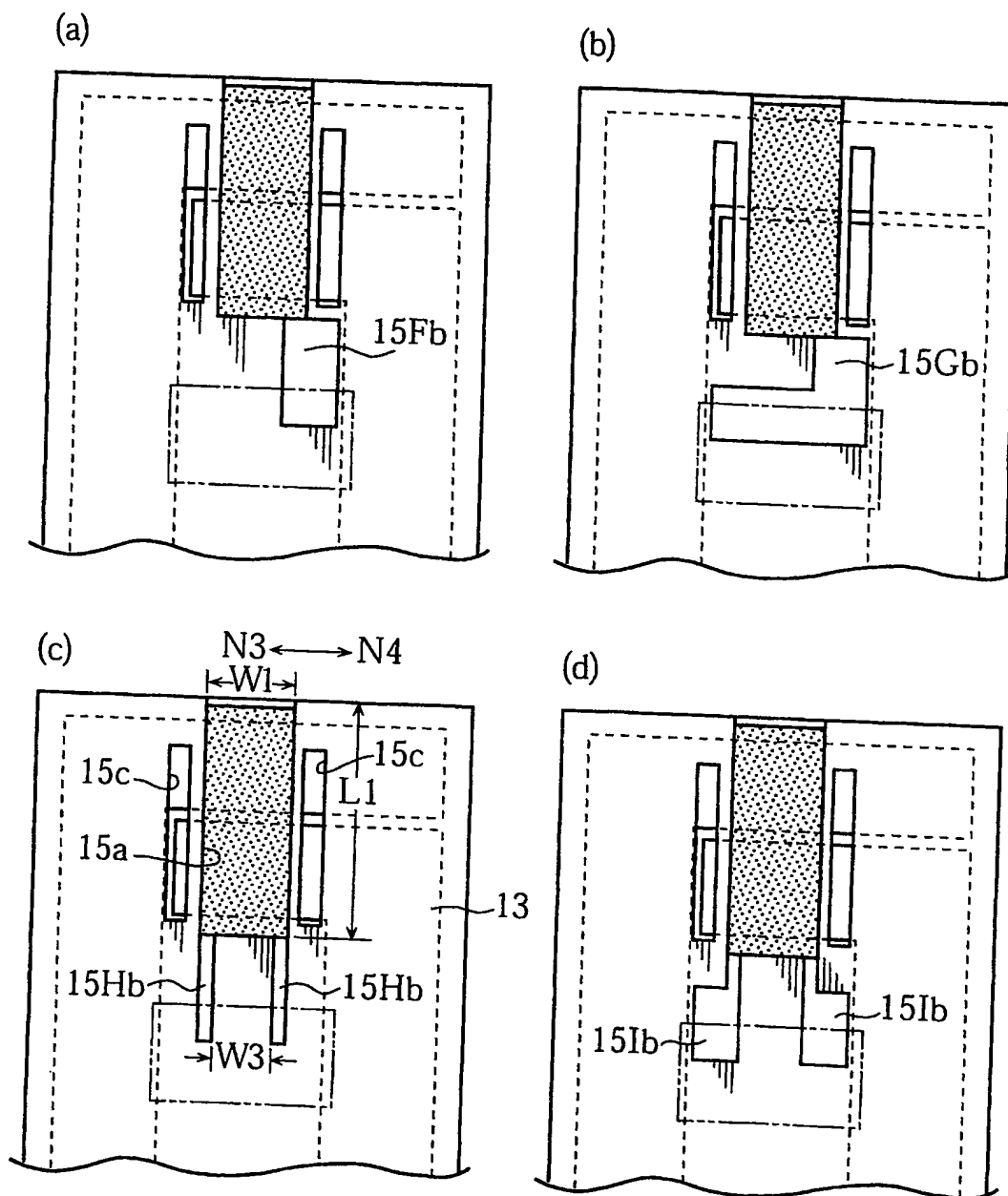
【図 4】



【図 5】

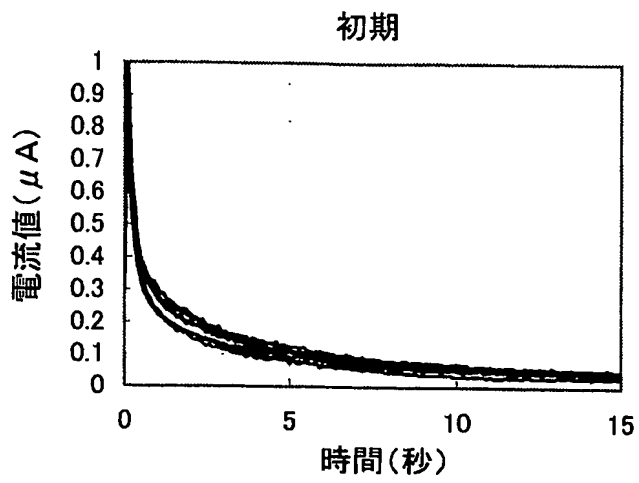


【図 6】

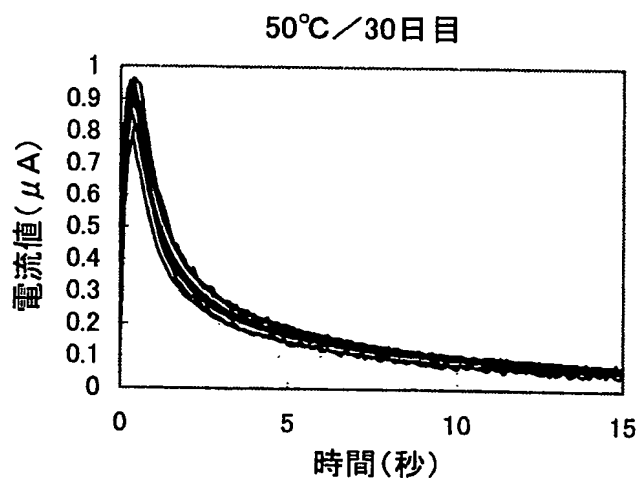


【図 7】

(a)

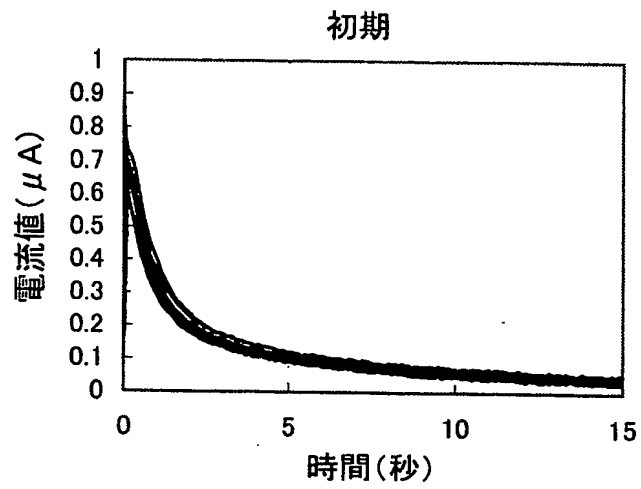


(b)

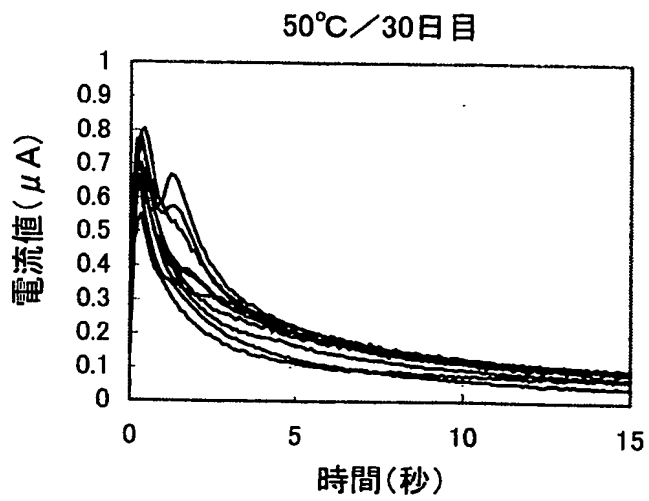


【図 8】

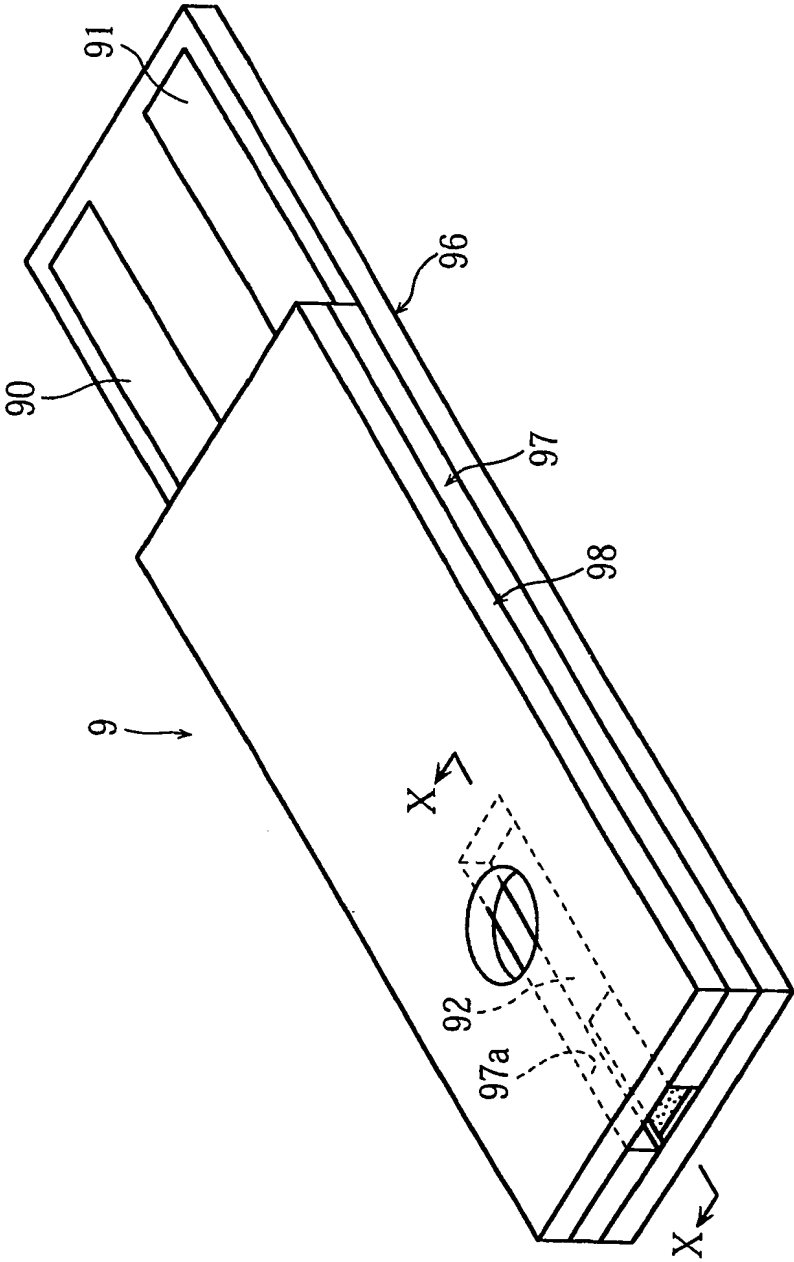
(a)



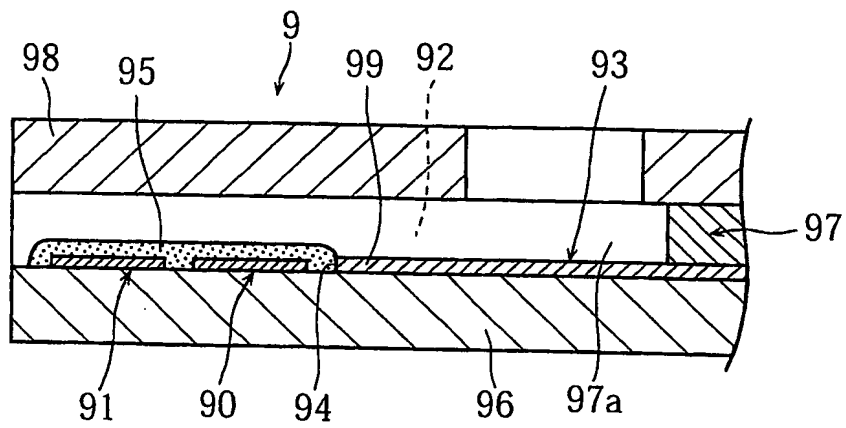
(b)



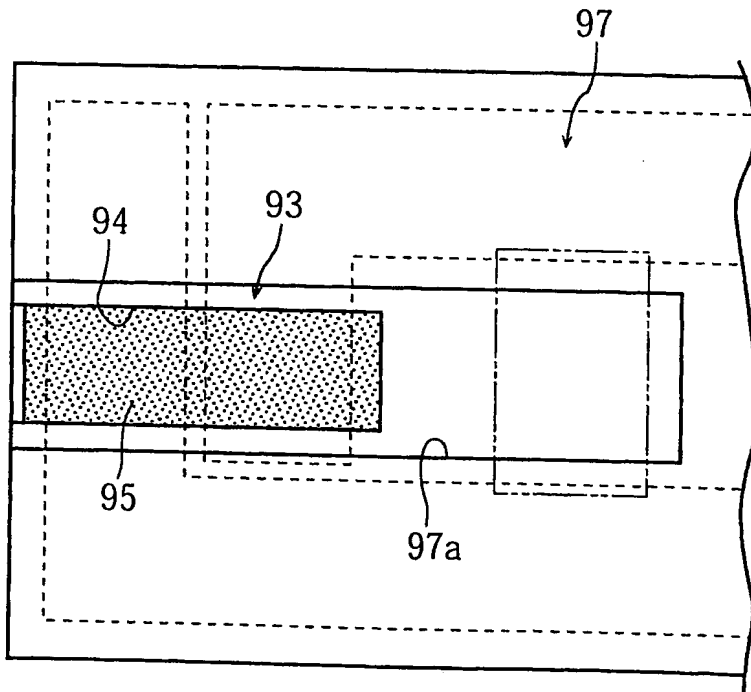
【図 9】



【図 10】

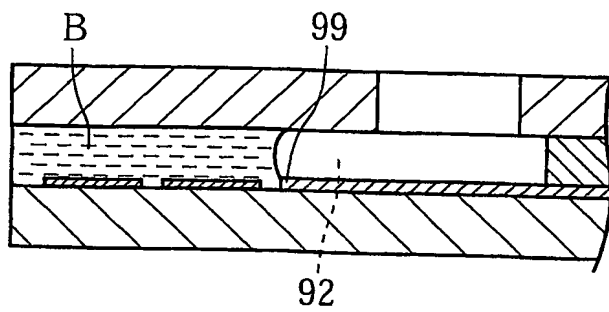


【図 11】

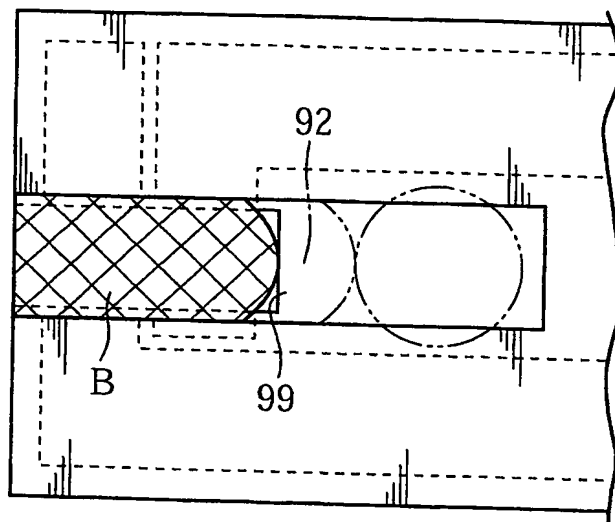


【図 12】

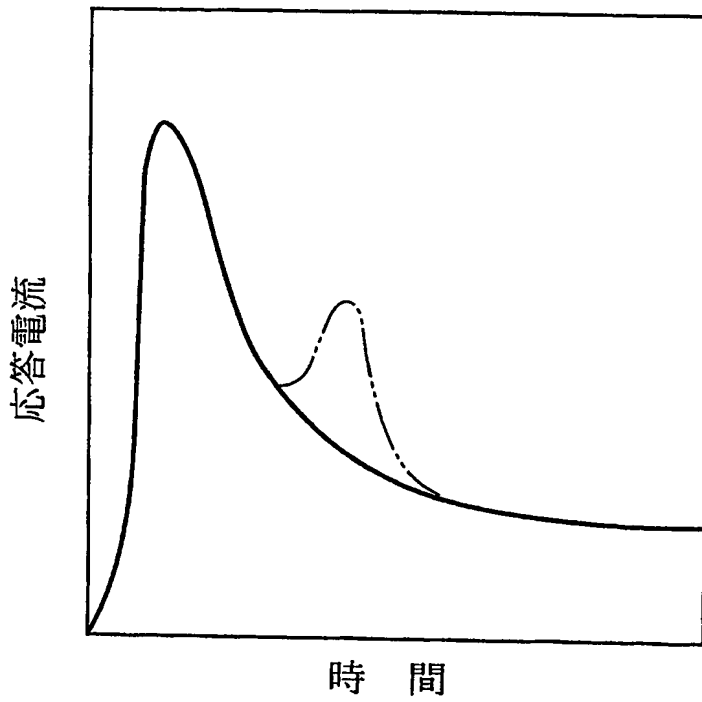
(a)



(b)



【図 13】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 試料を移動させるための流路を備えた分析用具において、長期間にわたって試料を安定して供給できるようにし、試料分析の再現性を向上させる。

【解決手段】 基板 1 と、この基板 1 に設けられた第 1 および第 2 電極 11, 12 と、開口部 15 a, 15 b を有し、かつ第 1 および第 2 電極 11, 12 の一部を、開口部 15 a, 15 b を介して露出させた状態で第 1 および第 2 電極 11, 12 を覆う絶縁膜 13 と、流路の内部に収容された試薬部 14 と、を備えた分析用具 X において、開口部 15 a, 15 b を、試薬部 14 を保持した第 1 開口部 15 a と、この第 1 開口部 15 a に対して、移動方向 N 1 の下流側に位置するとともに、第 1 開口部 15 a に繋がる第 2 開口部 15 b と、を有するものとし、絶縁膜 13 を、試薬部 14 を形成するための領域における移動方向の下流側の縁を規定し、かつ第 1 開口部 15 a と第 2 開口部 15 b との境界に対して、直交方向 N 3, N 4 に隣接した部位に位置させられた規制縁 16 a を有するものとした。

【選択図】 図 2

特願 2003-175248

ページ： 1/E

出願人履歴情報

識別番号

[000141897]

1. 変更年月日

2000年 6月12日

[変更理由]

名称変更

住所

京都府京都市南区東九条西明田町57番地

氏名

アークレイ株式会社